1Н

УДК 621.372.865:004.891.3+681.5

***Е.С. Нестругина, Н.И. Чичикало***
Донецкий национальный технический университет, Украина
tec4@mail.ru, Chichikalo@rambler.ru

# Концепция определения состояния двигательных функций человека в процессе реабилитации после травматизма

В статье рассматриваются методы контроля двигательных функций человека. Выполнен анализ известных решений. Предложен метод автоматизированного контроля и передачи данных для обработки и анализа в процессе реабилитации двигательных функций человека после травматизма.

## Введение

Диагностика нарушений двигательной функции и определение динамики её развития являются существенной проблемой медицинской реабилитации органов опоры и движения после травматизма.

По данным Департамента статистики ООН к концу XX века более 80% населения Земли имеют анатомо-функциональные отклонения стоп и нижних конечностей с соответствующими негативными последствиями для здоровья. Следовательно, очень актуальным является контроль двигательных функций человека. Оценка функционального состояния опорно-двигательной системы в результате травматизма является сложной задачей. Обычно выполняется визуальный осмотр и визуальная оценка вида ходьбы и состояния пациента. Такая оценка является субъективной характеристикой, зависящей от опыта и знаний специалиста. В травматологии – ортопедии дополнительно производятся измерения длины и объемов конечностей (антропометрия); регистрация электрической активности мышц (электромиография); определение активного и пассивного объема движений в суставах (гониометрия); мышечной силы (динамометрия) [1], [2].

Клинический анализ движений человека является таким необходимым звеном, которое позволяет получить врачу функциональные данные о функции, практически не поддающейся чувственному восприятию или оценке простыми клиническими способами. Иными словами, в медицинской практике отсутствуют объективно измеряемые показатели, позволяющие оценивать эффективность процесса лечения в период реабилитации. Последние тридцать лет активно развиваются новые технологии, применяемые в области исследования двигательных функций человека, основанные на достижениях биомеханики, которая объединяет широкий спектр теоретических и прикладных наук, рассматривает и использует механические явления всего организма человека.

Несмотря на активное развитие клинических биомеханических исследований, их диагностические возможности остаются неопределёнными. Понимание данной проблемы затруднено в силу отсутствия адекватных средств диагностики двигательной патологии. Двигательная функция не может быть объективно оценена с помощью органов чувств, что не позволяет раскрыть картину имеющейся двигательной патологии и

определить возможности предлагаемых методов в её диагностике. Существенную и относительно однородную часть представляет раздел клинической биомеханики, занимающийся изучением движений.

**Целью данной работы** является обеспечение контроля состояния двигательных функций человека в процессе реабилитации после травматизма.

**Постановка задачи** – разработка способа автоматизированного контроля и сбора данных о положении позвоночника и нижних конечностей человека в процессе реабилитации после травматизма.

## Состояние вопроса

Поиск путей повышения эффективности реабилитации пациентов, страдающих различной патологией, связанной с нарушением функции опорно-двигательного аппарата, привел к необходимости клинического анализа движений. Имеющиеся в распоряжении врача клинические средства определения нарушений двигательных функций человека не позволяют получить точную количественную и качественную информацию, особенно об эффективности лечебных мероприятий, то есть имеющиеся современные технологии восстановления или изменения двигательной функции не соответствуют средствам диагностики ее изменений. В ряде случаев двигательная симптоматика является ранним индикатором ряда заболеваний и состояний [1], [2]. Исследователями предложено большое число методов регистрации движений, совершаемых позвоночником и отдельными его элементами. Часть из этих методов представляют лишь исторический интерес, другие широко распространены в клинике, третьи используются лишь в эксперименте. Идеальный метод функционального исследования позвоночника должен удовлетворять целому ряду требований: обеспечивать точное измерение подвижности в различных плоскостях; разграничивать движения в определенных отделах позвоночника от движений в смежных отделах и суставах; быть достоверным, недорогим и удобным в применении. К сожалению, в настоящее время среди существующих методов нет такого, который стал бы универсальным и широко применялся в клинической практике [3].

**Методики исследования клинического анализа движений**. Комплект аппаратуры для исследования должен, как минимум, регистрировать временные, кинематические и динамические параметры, которые характеризуют индивидуальные особенности динамики двигательных функций человека и осуществляются посредством:

– измерения временных характеристик шага (подометрии);

– измерения кинематических характеристик движений в суставах (гониометрии);

– регистрации реакций опоры (динамометрии);

– регистрации поверхностной ЭМГ (электромиографии);

– регистрации положения и движений общего центра давления на плоскость опоры при стоянии (стабилометрии) [1], [2].

При этом весь процесс должен быть синхронизирован, а управление выведено на один компьютер с целью анализа и принятия решений.

Для выполнения таких измерений используется ряд методов.

**Проекционные методы** основаны на том, что на поверхность спины человека проецируются различного рода свето-теневые изображения (параллельные и пересекающиеся полосы, другие фигуры). Поскольку свето-теневые изображения имеют заранее известную структуру и подаются под определенным углом, то получающаяся деформация данной структуры характеризует пространственную конфигурацию исследуемой поверхности [1], [2].

**Контактные методы** требуют непосредственного механического контакта регистрирующего или излучающего устройства с поверхностью тела обследуемого. Последние разработки в данной области связаны с применением ультразвуковых датчиков или механических устройств с использованием прецизионных датчиков угла.

**Термография** как метод визуализации и регистрации собственного инфракрасного излучения поверхности тела человека, используемый в целях диагностики различных заболеваний и патологических состояний с помощью специальных приборов. Метод физиологичен, безвреден, неинвазивен. Его применение позволяет определить выраженность и локализацию воспалительного процесса практически в любой части тела человека, дает возможность проведения функциональных проб. Достоинством является возможность этапного наблюдения за процессом восстановления [1], [2].

**Комплекс «МБН – Биомеханика»**, разработанный научно-медицинской фирмой МВН (г. Москва), предназначен для функциональной диагностики двигательной патологии, управления восстановительным лечением и проведения активной реабилитации на принципах биологической обратной связи. Использование специальных датчиков, размещаемых непосредственно на теле обследуемого, позволяет получить достоверную и объективную информацию [2].

Для функциональной диагностики опорно-двигательного аппарата применяется **комплекс «Биомеханика»**, разработанный научно-медицинской фирмой МВН (г. Москва), предназначенный для исследования и анализа макро- и микродвижений человека в клинической практике с целью диагностики двигательной патологии [2].

## Разработка метода автоматизированного контроля положения позвоночника при неравномерной ходьбе

Для контроля процесса реабилитации двигательных функций человека необходимо собрать презентабельные данные о состоянии нижних конечностей и позвоночника в пространстве в реальном времени. Для этого нами предлагается на теле человека закрепить семь датчиков с беспроводными передающими устройствами. Из них три датчика предназначены для ортогонального контроля уровня отклонения текущей оси позвоночника от оси симметрии. Датчик представляет собой открытый контур с тремя взаимно перпендикулярными антеннами, включенный в схему параметрического автогенератора, воспринимающего три частоты для идентификации положения позвоночника относительно осей $X$, $Y$, $Z$ и выходного устройства для распознавания частотных сигналов. Два датчика устанавливают на каждой ноге в области колена. Все датчики закрепляют с помощью пневматических приспособлений, и два датчика контроля неравномерности ходьбы при нагружении встраивают в подошву специальной обуви. Таким образом, можно получить фиксированные положения контролируемых точек во времени и в пространстве.

Во время ходьбы человека исследуются:

– положение позвоночника относительно трёх взаимно перпендикулярных плоскостей – двигательная симптоматика;

– неравномерно нагруженные характеристики шага – динамическая опороспособность.

Все данные объективны и привязаны к фазам цикла шага, что позволяет проводить глубокий анализ функциональных изменений со стороны опорно-двигательной системы. Синхронизация и обработка информации выполняется с помощью ЭВМ.

Схема расположения датчиков для ортогонального контроля отклонений позвоночника от оси симметрии в процессе реабилитации после травматизма представлена на рис. 1.

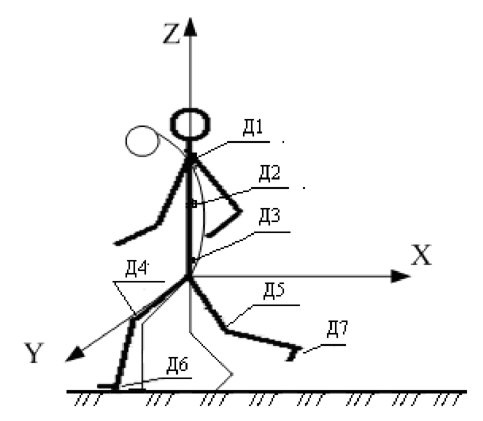



Рисунок 1 – Схема расположения измерительных средств контроля

**Математическое обоснование реализации предложенного метода.** Задание прямоугольной системы координат на плоскости или в пространстве прежде всего предполагает, что выбрана одна определенная единица длины, называемая масштабом, посредством которой измеряются длины всех отрезков. Единичные координатные векторы (орты) должны быть взаимно перпендикулярными ортами.

Для проведения расчетов условно обозначаются части тела человека, которые контролируются. Далее принимается точка отсчета трехмерной прямоугольной системы координат и направления осей $X$, $Y$, $Z$. Принятые условные обозначения представлены графически на рис. 2, на котором обозначены:

$A_R$ и $A_L$ – длина голени правой и левой ног соответственно;

$B_R$ и $B_L$ – длина бедра правой и левой ног соответственно;

$C$ – длина тазобедренной кости по горизонтали;

$D_1$, $D_2$, $D_3$ – длины, полученные при делении всей длины позвоночника на 3 равные части;

$O$ – точка начала отсчета трехмерной прямоугольной системы координат.

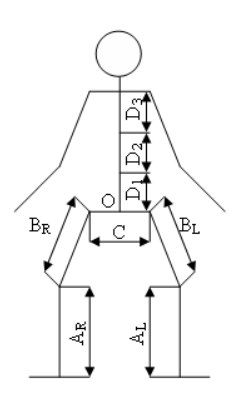



Рисунок 2 – Принятые условные обозначения частей тела человека

За начало трехмерной прямоугольной системы координат принимаем точку пересечения позвоночного столба с горизонтальной осью тазобедренной кости. Ось $Z$ направлена вертикально вверх. Положительное направление оси $X$ совпадает с направлением движения человека.

Для того чтобы оперировать с полученными отрезками $A_R$, $A_L$, $B_R$, $B_L$, $C$, $D_1$, $D_2$, $D_3$, нужно задать начала, концы и направления этих отрезков (рис. 3). Таким образом, мы получим векторы: $\overrightarrow{A_R} = \overrightarrow{G_1F_1}$, $\overrightarrow{A_L} = \overrightarrow{G_2F_2}$, $\overrightarrow{B_R} = \overrightarrow{O_1G_1}$, $\overrightarrow{B_L} = \overrightarrow{O_2G_2}$, $\overrightarrow{D_1} = \overrightarrow{OH}$, $\overrightarrow{D_2} = \overrightarrow{HI}$, $\overrightarrow{D_3} = \overrightarrow{IJ}$.

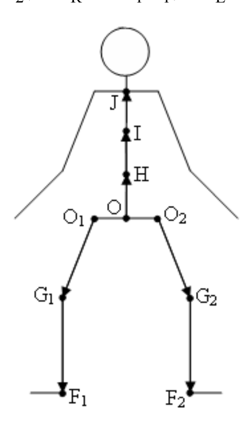



Рисунок 3 – Обозначение тела человека в векторах

Программное обеспечение ПЭВМ работает следующим образом:

– ввод пользователем длин $\overrightarrow{G_1F_1}$, $\overrightarrow{G_2F_2}$, $\overrightarrow{O_1G_1}$, $\overrightarrow{O_2G_2}$, $\overrightarrow{OH}$, $\overrightarrow{HI}$, $\overrightarrow{IJ}$;

– прием данных со всех измерительных каналов в реальном времени;

– вычисление начальных и конечных координат векторов $\overrightarrow{G_1F_1}$, $\overrightarrow{G_2F_2}$, $\overrightarrow{O_1G_1}$, $\overrightarrow{O_2G_2}$, $\overrightarrow{OH}$, $\overrightarrow{HI}$, $\overrightarrow{IJ}$;

– сохранение вычисленных данных;

– сравнение вычисленных значений с образцовыми значениями, хранящимися в базе данных ПЭВМ;

– сравнение вычисленных значений со значениями, полученными при ранних измерениях;

– визуализация траекторий с помощью программно-аппаратных средств;

– отображение результатов и определение уровня отклонений от нормы;

– формирование сводок о динамике отклонений для предоставления результатов реабилитации врачу для клинического анализа и принятия решений.

Таким образом, разработанная система включает в себя три измерительных канала для ортогонального контроля уровня отклонения текущей оси позвоночника от оси симметрии, два измерительных канала ориентированного положения контролируемой точки (колена) и два измерительных канала контроля неравномерности ходьбы при нагружении. Данные измерительных каналов поступают в устройство сбора и передачи информации. Далее данные передаются в ЭВМ.

# Выводы

1. Обоснованы новые способы взаимодействия объекта с измерительными средствами, заключающиеся в выборе места установки и назначении.

2. Впервые предложены беспроводные измерительные средства для ортогонального определения двигательной симптоматики.

3. Разработан способ определения динамической опороспособности.

4. Предложен комплекс технических средств контроля состояния двигательных функций человека в процессе реабилитации после травматизма для достижения целевой функции: автоматизации процесса сбора информации в реальном времени, передачи, обработки на ПЭВМ и визуализации для принятия решений.

# Литература

1. Клинический анализ движений – организационные, общие и методические аспекты / С.П. Миронов, А.И. Романов, В.К. Решетняк, Д.В. Скворцов // IV Всерос. конф. по биомеханике. – Н. Новгород, 1998. – С. 38.
2. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений: Анализ походки / Скворцов Д.В. – М. : НМФ «МБН», 1996. – 344 с.
3. Гладков А.В. Клиническая биомеханика в диагностике патологии позвоночника / А.В. Гладков, Е.А Черепанов // Хирургия позвоночника. – 2004. – № 1. – С. 103-109.
4. Нестругина Е.С. Информационно-измерительная система контроля двигательных функций человека / Е.С. Нестругина, Н.И. Чичикало // Материалы XII Международной молодежной научной конференции «Севергеоэкотех-2011», (16 – 18 марта 2011 г., Ухта). – Ухта, 2011.
5. Нестругина Е.С. Разработка принятого опорного значения физиологического состояния человека / Е.С. Нестругина, Н.И. Чичикало // Материалы четвертой международной научно-практической конференции «Интегрированные интеллектуальные робото-технические комплексы» (ИИРТК-2011), (23 – 25 мая 2011 г., Киев). – Киев, 2011.
6. Нестругина Е.С. Контроль процесса реабилитации двигательных функций человека / Е.С. Нестругина, Н.И. Чичикало // Материалы VIII межвузовской научно-практической конференции студентов и молодых ученых «Информационные технологии и современность», (18 мая 2011 г., Донецк). – Донецк, 2011.

# Literatura

1. Mironov S.P. Klinicheskij analiz dvizhenij – organizacionnye, obshhie i metodicheskie aspekty. IV Vseros. konf. po biomehanike.. N. Novgorod. 1998. P. 38.
2. Skvorcov D.V. Moscow : NMF "MBN". 1996. 344 p.
3. Gladkov A.V. Klinicheskaja biomehanika v diagnostike patologii pozvonochnika. Hirurgija pozvonochnika. 2004. № 1. P.103-109.
4. Nestrugina E.S. Materialy XII Mezhdunarodnoj molodezhnoj nauchnoj konferencii«Severgeojekoteh-2011». Uhta. March16-18, 2011
5. Nestrugina E.S. Materialy chetvertoj mezhdunarodnoj nauchno-prakticheskoj konferencii «Integrirovannye intellektual'nye roboto-tehnicheskie kompleksy» (IIRTK-2011). Kiev. May 23-25, 2011.
6. Nestrugina E.S. Materialy VIII mezhvuzovskoj nauchno-prakticheskoj konferencii studentov i molodyh uchenyh «Informacionnye tehnologii i sovremennost'».Doneck. May 18, 2001

***Є.С. Нестругіна, Н.І. Чичикало***

**Концепція визначення стану рухових функцій людини в процесі реабілітації після травматизму**

У статті розглядаються методи контролю рухових функцій людини. Зроблено аналіз останніх досягнень. Запропоновано метод автоматизованого контролю і передачі даних для обробки і аналізу в процесі реабілітації рухових функцій людини після травматизму.

***E.S. Nestrugina, N.I. Chichikalo***

**The Control of the State of Human Motor Functions in the Process of Rehabilitation After Injury**

The article describes how to control motor functions of man. The analysis of recent developments is done. The method for automated control and data processing and analysis in the rehabilitation of motor functions after human injury is proposed.

*Статья поступила в редакцию 24.05.2011.*